

Aus dem Institut für Radiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
(Vorstand: Professor Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly)

Isodosenverteilung bei Bestrahlungen mit verschiedenen Strahlenqualitäten im Bereich des Gehirns

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Roman Schubert
aus Altötting/Oberbayern

Aus dem Institut für Radiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
(Vorstand: Professor Dr. med. Dr. phil. nat. H. Pauly)

Isodosenverteilung bei Bestrahlungen mit verschiedenen Strahlenqualitäten im Bereich des Gehirns

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Roman Schubert
aus Altötting/Oberbayern

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof.Dr.E.Rügheimer

Referent: Prof.Dr.Dr.H.Pauly

Tag der mündlichen Prüfung: 11.August 1975

GLIEDERUNG

1. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

2. METHODIK

- 2.1. ALDERSON-RANDO-MAN-Phantom
- 2.2. Kondensatorkammern und Kondiometer
- 2.3. Kalibrierung der Membrankammern
- 2.4. Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse
- 2.5. Energieabhängigkeit der Membrankammern
- 2.6. Technische Probleme bei der Lagerung des Phantoms
- 2.7. Topographie der angenommenen Tumoren
- 2.8. Wahl der Meßbedingungen

3. MESSERGEBNISSE

- 3.1. Dosisverteilung für die Strahlung des ^{60}Co und Überprüfung der Methode am Gammatron
- 3.2. Dosisverteilung für eine Röntgenbestrahlung bei einer Erzeugungsspannung von 300 kV
- 3.3. Dosisverteilung für eine Röntgenbestrahlung bei einer Erzeugungsspannung von 120 kV
- 3.4. Dosisverteilung bei einer Bestrahlung mit ultraharten Röntgenstrahlen am Betatron
- 3.5. Dosisverteilung bei einer Bestrahlung mit Elektronen am Betatron

4. GESAMTDISKUSSION

5. ZUSAMMENFASSUNG

1. EINLEITUNG UND AUFGABENSTELLUNG

In der Bundesrepublik Deutschland starben nach Angaben des statistischen Bundesamtes 1973 ca. 700 000 Menschen. Davon erlagen 300 000 Personen Herz- und Kreislauferkrankungen, 130 000 Todesfälle waren auf Karzinome und andere maligne Geschwülste zurückzuführen. Die Todesrate bedingt durch Tumoren betrug 1973 ca. 21 %, während sie 1922 nach den vorliegenden Statistiken noch bei 6,5 % lag. Das wird unter anderem auf die exaktere Diagnose der Todesursache und vielleicht auch auf eine gestiegene Lebenserwartung zurückzuführen sein. Fortschritte in der Medizin und in der Hygiene haben daran sicher auch einen erheblichen Anteil. Auch die malignen Geschwülste konnten durch neue Erkenntnisse gezielter angegangen werden. Heute setzt sich die therapeutische Trias bei diesen Tumoren zusammen aus der Chirurgie, der Chemotherapie und der Strahlentherapie. Eine Zusammenstellung der Behandlungsmöglichkeiten zeigt Abb. 1.

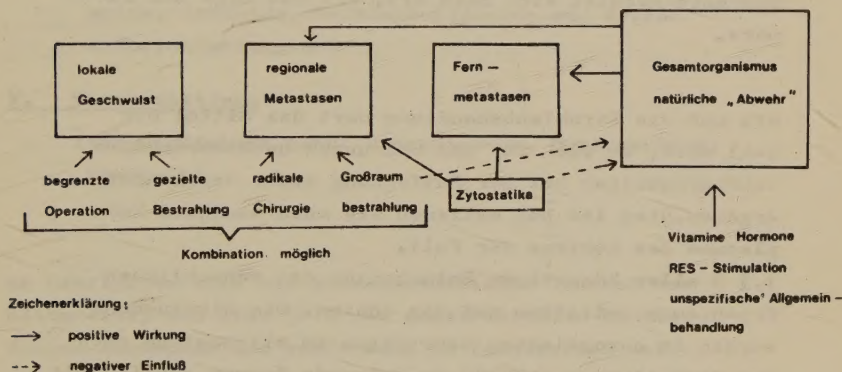


Abb. 1 Tumorstadien und Behandlungsmöglichkeiten
(zusammengestellt nach E. SCHERER)

Eine Möglichkeit der Therapie stellt die Strahlentherapie dar. Ihre Geschichte begann mit der erstmaligen Bestrahlung eines Hautkarzinoms durch FREUND (Wien 1898). Weitere historische Daten der Strahlentherapie sind:

1903 erstmalige Röntgenbestrahlung der Milz und langer Röhrenknochen bei einer chronischen Myelose durch SENN (USA), 1902 erste Röntgenbestrahlung eines inoperablen Kollumkarzinoms durch DEUTSCH (München).

Gerade die Entwicklung der gynäkologischen Strahlentherapie etwa bis zur Ausarbeitung und erfolgreichen Anwendung einer kombinierten Radium-Röntgenbestrahlung in den Jahren 1907 - 1914 zeigt deutlich den Aufstieg einer Behandlungsmethode, die ihre Berechtigung stets an inoperablen Patienten mit schlechtester Prognose beweisen mußte. Erst als die Strahlentherapie diesen Beweis führen konnte (damit verbunden sind die Namen DÖDERLEIN (München) und KRÖNIG (Freiburg)), wurde sie auch bei operablen Fällen angewendet. In den letzten Jahrzehnten hat sich die Strahlentherapie tumorspezifisch entwickelt, d. h. die Indikationsstellung der Therapie richtet sich nach Art, Ort und Lage des Tumors.

Oft muß die Strahlenbehandlung dort das Mittel der Wahl sein, wo sich für den Chirurgen unüberbrückbare Schwierigkeiten bei der Entfernung einer Geschwulst ergeben. Dies ist bei malignen wie auch benignen Neoplasmen des Gehirns der Fall.

1,3 % aller bösartigen Entartungen des menschlichen Organismus entfallen auf das Gehirn. Die Hirntumoren werden im europäischen Schrifttum im allgemeinen nach der Einteilung von ZÜLCH in folgende Formen gegliedert:

I. Neuroepitheliale Tumoren

- A. Medulloblastome (Retinoblastom, Medulloblastom cerebelli, Pineoblastom, Sympathoblastom)
- B. Gliome (Spongioblastom, Oligodendroblastom, Astrozytom, Glioblastom)
- C. Paragliome (Ependymom, Plexuspapillom, Pinealom, Neurinom)
- D. Gangliozytome

II. Mesodermale Tumoren

- (Meningiome, Angioblastome, Fibrome, Sarkome, Chondrome, Lipome, Osteome, Chordome)

III. Ektodermale Tumoren

- (Hypophysenadenome, Kranoipharyngeome, zylindromatöse Epitheliome)

IV. Mißbildungstumoren

- (meist histol. gutartig wie: Teratome, Epidermoide, Dermoide, Gefäßmißbildungen und Gefäßmißbildungstumoren)

V. Hirnmetastasen

- (der Häufigkeit nach: Bronchial-Ca, Hypernephrom, Mamma-Ca)

Am häufigsten sind die neuroepithelialen Tumoren der Gliomreihe, die etwa 50 % der endokraniellen Neubildungen ausmachen und somit auch im Vordergrund des strahlentherapeutischen Interesses stehen. Die Meningiome sind zahlenmäßig mit etwa 15 - 20 % vertreten.

Spricht man von Hirntumoren, so ist die Strahlenempfindlichkeit ein wichtiger Faktor. Die als strahlensensibel geltenden Tumoren haben wegen ihrer Malignität und Rezidivneigung eine sehr schlechte Prognose, die strahlenresistenteren Geschwülste weisen in der Regel ein langsames Wachstum auf, bleiben oft jahrelang ohne klinisches Symptom und sind häufig gut operabel. Eine Tabelle nach J. BECKER und G. SCHUBERT gibt eine Übersicht.

Strahlenresistente Tumoren	Strahlenempfindliche nicht metastasierende Tumoren	Strahlenempfindliche metastasierende Tumoren	Strahlenempfindliche bösartige Tumoren	Hypophysen - adenome
Astrozytome Ependymome Oligodendrogliome Strahlenunempfindliche Meningiome	Strahlenempfindliche Meningiome Hämangiome Neuroepitheliale (Neuroblastome)	Medulloblastome Ependymblastome Maligne Plexus - papillome Pineoblastome	Glioblastome Astroblastome bzw. Spongio - blastome	chromophobe (unempfindlich) eosinophile (mäßig empfindlich) (basophile empfindlich)

Abb. 2 Zusammenstellung verschiedener Tumorarten nach ihrer Strahlenempfindlichkeit (nach BECKER und SCHUBERT)

Im Kopf des Menschen wird Weichgewebe größter funktioneller Wichtigkeit von einer geschlossenen Knochenhülle umgeben. Die Möglichkeiten der strahlentherapeutischen Beeinflussung endokranieller Tumoren lassen sich also nicht isoliert betrachten. Sie müssen vielmehr unter dem Gesichtspunkt der Radiovulnerabilität des gesunden

neurales Gewebe gesehen werden, da Strahlenschäden hier im Gegensatz zu den meisten anderen Körperregionen zu irreparablen Ausfällen führen. Die Radiovulnerabilität des Gehirns wächst mit der Größe des bestrahlten Volumens. Deshalb ist bei der Strahlenbehandlung von Hirntumoren immer die Methode vorzuziehen, die die geringste Belastung des außerhalb des Herdgebietes gelegenen Gewebes ergibt.

Aus den Dosisverteilungen bei verschiedenen Strahlenqualitäten kann auf die relative Herdraumdosis geschlossen werden, die außer von der Strahlenenergie noch vom Ort des Tumors, von der Wahl des Pendelwinkels und der Lage des Pendelzentrums abhängig ist. Die Tiefendosen aus den Dosierungsanleitungen sind für Wasser bestimmt unter der Annahme, daß die Absorptionskoeffizienten von Wasser und menschlichem Weichgewebe nicht wesentlich verschieden sind. Da bei den hier verwendeten Strahlenqualitäten (120 kV bis 17 MeV) das Absorptionsverhalten von Fett sich nur wenig von dem von Wasser unterscheidet, und außerdem der Gehalt des Fettes im Gehirn x) nur 5% beträgt, wurde diese Tatsache vernachlässigt.

x) Chemische Zusammensetzung des menschlichen Gehirns:

Wasser	87 %
Lipide	6 %
Protein	6 %
übrige	
Bestandteile	1 %

Bei Bestrahlung von Tumoren im Gehirn kann sicher nicht ohne weiteres von den Tiefendosen für homogenes Material ausgegangen werden. Der Einfluß der knöchernen Schädelkalotte auf die Tiefendosen bei verschiedenen Strahlenqualitäten wird in der Literatur nicht ausreichend für alle Fragestellungen der Tumorthherapie des Gehirns diskutiert. Außerdem gehen die Meinungen, welche Strahlenqualität für verschiedene Lagen des Tumors im Schädelraum am zweckmäßigsten sei, noch teilweise auseinander.

Deshalb soll bei allen üblichen Strahlenqualitäten für drei verschiedene Tumorlokalisationen im Schädel - zwei periphere und eine zentrale Lage - die Isodosenverteilung für die verschiedenen Bestrahlungstechniken (Stehfeld und Pendelbestrahlung mit verschiedenem Pendelwinkel) gemessen werden, und zwar unter Berücksichtigung der knöchernen Schädelkalotte. Aus diesen Isodosen kann objektiv entschieden werden, welche Strahlenqualität und welche Bestrahlungstechnik bei den verschiedenen Tumoralagen die größte relative Herdräumdosis ergibt. Die am Gammatron ermittelten Isodosen können außerdem mit den errechneten verglichen und auf ihre Übereinstimmung überprüft werden.

2. METHODIK

Zur Lösung der Aufgabenstellung wurde ein inhomogenes Schädelphantom (ALDERSON-RANDO-MAN-Phantom) verwendet. Die Dosisverteilung wurde nicht kontinuierlich, sondern an bestimmten Fixpunkten gemessen; dadurch mußte zwischen den einzelnen Meßpunkten interpoliert werden.

2.1. ALDERSON-RANDO-MAN-Phantom

Beim ALDERSON-RANDO-MAN-Phantom handelt es sich um ein in RANDO-Plastic gebettetes, echtes menschliches Skelett. RANDO-Plastic ist ein durch Hitze geronnenes, synthetisches Material, das sich bei Röntgen- und γ -Strahlen sowie Elektronen äquivalent hinsichtlich der Absorptionseigenschaften verhält wie menschliches Gewebe. Das Phantom entspricht einem Menschen von 175 cm Größe und 73,5 kg Körpergewicht. Das Phantom ist unterteilt in 2,5 cm dicke Segmente, die im Gitterabstand von 3 x 3 cm mit Bohrungen von 6 mm Durchmesser zur Aufnahme von Dosimetern versehen sind.

2.2. Kondensatorkammern und Kondiometer

Die Auswahl des Dosimeters mußte vor allem unter dem Gesichtspunkt hinreichender Punktförmigkeit erfolgen. Die Dosimeter dürfen nicht das Strahlungsfeld wesentlich verändern; sie sollen jedoch noch eine Zuordnung zu einem definierten Punkt erlauben. Die sogenannten Membrankondensatorkammern der Firma PYCHLAU erfüllen diese Forderungen genügend.

Die Kondensatorkammer unterscheidet sich von den üblichen Ionisationskammern dadurch, daß sie nicht mit dem Anzeigeinstrument ständig verbunden ist. Sie besteht aus einem äußeren Mantel - meist in Kugel- oder Zylinderform - in dem eine gleichgeschaltete, durch Bernsteinsplitter isolierte Mittelelektrode

eingelagert ist. Die beiden konzentrischen Hüllen stellen einen Kondensator dar. Es gibt verschiedene Typen unter den Kondensatorkammern: Zylinderkammern, Plexikammern, Kugelkammern, Argonkammern und Membrankammern. Letztere wurden wegen ihrer kleinen Maße (6mm Durchmesser und 20mm Länge) und ihrem günstigen Meßbereich (15 - 600 R) bei den nachfolgenden Messungen verwendet.

Meßprinzip

Die Kammer wird an einem Kondiometer (s. Abb. 3) auf eine bestimmte Spannung aufgeladen. Ionisierende Strahlung führt zu einer Entladung und bewirkt damit eine Verringerung der Spannung zwischen Mittelelektrode und Kammergehäuse. Diese Spannungsänderung ist proportional der Dosis und wird mit dem Kondiometer gemessen.

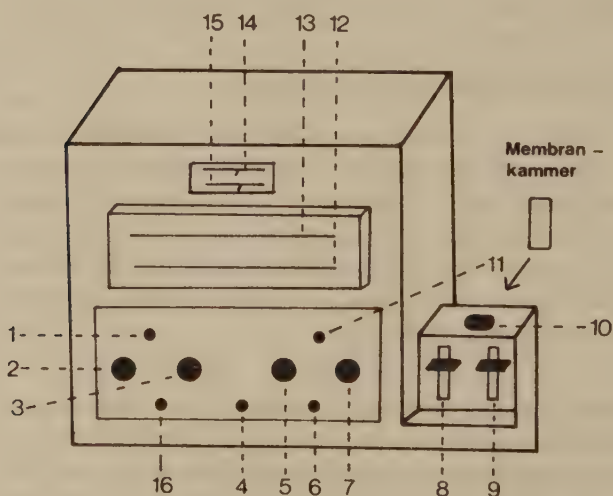


Abb. 3 Kondiometer (Bedeutung der Ziffern s. Text)

Das Kondiometer ist ein Auflage- und Meßgerät für Kondensatorkammern. Es enthält in einem Blechgehäuse als wesentliche Bestandteile ein Drehblatt-elektrometer mit Lichtmarke auf einer Skala (s. Abb. 3, Nr. 13) und ein Spannbandgalvanometer (Abb. 3, Nr. 12) ebenfalls mit einer Skala und einer Lichtmarke. Unter diesen beiden Skalen befinden sich auf einer Schalttafel links die Regelorgane für die Aufladung (Abb. 3, Nr. 2 und 3 "Ladespannung grob" bzw. "fein"). Am Schalter Nr. 2 wurde für die vorliegenden Unresuchungen die Stellung X1 gewählt. Auf der rechten Seite der Tafel befinden sich die Schalter für die Messung der Entladung der Meßkammern. (Abb. 3, Nr. 5 und 7 "Meßspannung grob" bzw. "fein"). Auf der Schalttafel findet man noch den Hauptschalter für "Ein/Aus" (Abb. 3, Nr. 1), die Erdungsbuchse (Abb. 3, Nr. 16), den Schalter für die Benutzung des Kondiometers ohne Hochspannungszusatz (Abb. 3, Nr. 16), sowie die Schalter Nr. 4 und Nr. 11 (Abb. 3), die bei der Benutzung des Galvanometers unabhängig vom Kondiometer bedient werden. Rechts außen befindet sich ein Kästchen, in dem die Kammern, die in eine Halterung (Abb. 3, Nr. 10) gesetzt werden, mittels der "Ladetaste" (Abb. 3, Nr. 8) aufgeladen werden. Die Nullpunktkontrolle wird ebenso wie die Messung der Entladung der Kammern mit der "Meßtaste" (Abb. 3, Nr. 9) durchgeführt.

2.3. Kalibrierung der Membrankammern

Die Membrankammern stellen unkalibrierte Dosimeter dar, für die einzeln die Zuordnung zwischen Spannungsabfall und Dosis vor der Verwendung ermittelt werden muß. Entsprechend der Anzahl der Bohrlöcher eines der oben erwähnten Segmente wurden 24 Membrankammern ausgewählt und kalibriert^x; wegen des Ausfalls zweier Kammern mußte noch eine Nachkalibrierung^{xx} vorgenommen werden. Um Fehler durch Schwankungen des Strahlungsfeldes möglichst auszuschließen, wurde die Kalibrierung der einzelnen Kammern am Gammatron vorgenommen, hierbei mußten die Kammern - um Elektronengleichgewicht zu erhalten - in sogenannte Aufbaukappen gesteckt werden, bevor sie bestrahlt wurden.

x Kalibrierung am 29. 7. 1974

xx Nachkalibrierung am 8. 10. 1974

Als Material für die Aufbauekappen wurde Trovidur (Kunststoff auf PVC-Basis) verwendet. In diesen Hüllen wurden die Dosimeter bestrahlt, die Feldgröße am Meßort betrug $8 \times 8 \text{ cm}^2$, der Fokuskammerabstand 50 cm. Bestrahlt wurde 10, 20, 25, 30, 35, 40, 50 und 60 Sekunden lang; dies entspricht einer Dosis von 37,9R, 75,9 R, 94,8 R, 113,8 R, 132,7 R, 151,7 R, 169,7 R und 227,6 R. Für die nachkalibrierten Kammern ergaben sich bei den gleichen Bestrahlungszeiten folgende Dosiswerte: 36,1 R, 72,2 R, 90,3 R, 108,4 R, 126,4 R, 144,5 R, 160,4 R und 216,8 R. Da eine feste Relation zwischen Bestrahlungszeit und Dosis besteht, wurde aus Gründen der besseren graphischen Darstellbarkeit die Anzeige am Kondiometer in Abhängigkeit von der Bestrahlungszeit aufgetragen.

Bis zu etwa 14 - 15 Skalenteilen am Kondiometer - dies entspricht etwa einer Dosis von 175 R (X1) - besteht für alle Kammern eine lineare Beziehung zwischen Dosis und Anzeige. Für größere Dosen sind die Kammern nicht brauchbar, weil praktisch eine völlige Entleerung stattgefunden hat. Die Empfindlichkeit der Kammern variiert zwischen 5,6 R/Skl und maximal 11,4 R/Skl. Da auf eine Kompensation der Nullpunktspannung verzichtet wurde, gehen die Empfindlichkeitskurven meist nicht durch den Koordinatenursprung. Dies hat jedoch den Vorteil, daß für alle Kammern mit der gleichen Einstellung am Kondiometer gearbeitet werden konnte

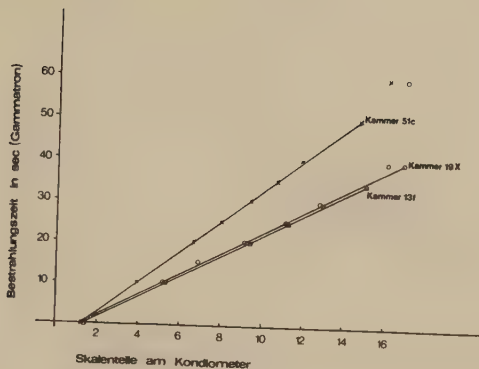


Abb. 4 Kalibrierungskurven für die Membrankammern
51 c, 19 X und 13 f

Die Anzeige am Kondiometer wurde hier nicht in Abhängigkeit von der Dosis aufgetragen, sondern in Abhängigkeit von der Bestrahlungszeit am Gammatron. Da eine feste Relation zwischen Dosis und Bestrahlungszeit am Gammatron besteht, ist dies zulässig; eine Umrechnung ist jederzeit möglich.

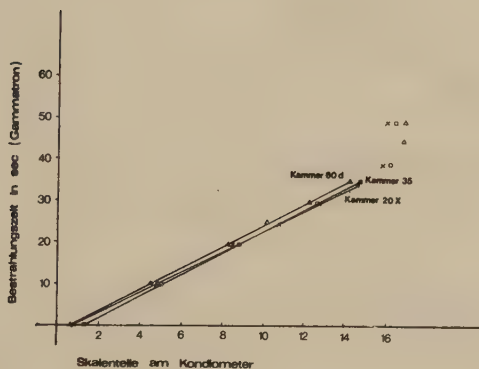


Abb. 4a Kalibrierungskurven für die Membrankammern
60 d, 35 und 20 X

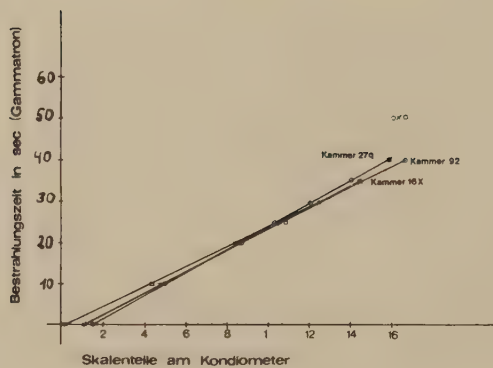


Abb. 4b Kalibrierungskurven für die Membrankammern 27 q, 92 und 16 X

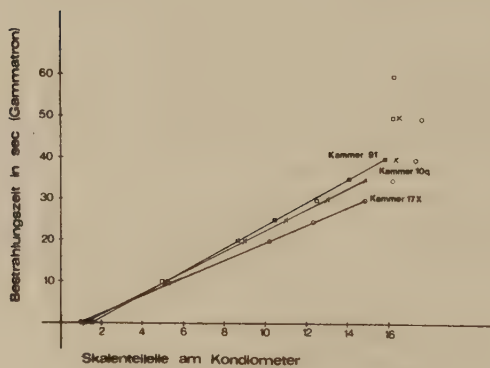


Abb. 4c Kalibrierungskurven für die Membrankammern 91, 10 q und 17 X

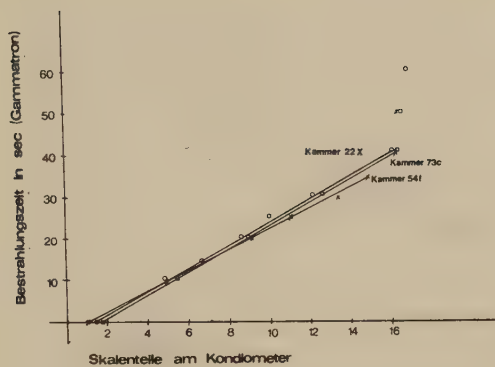


Abb. 4d Kalibrierungskurven für die Membrankammern 22 X, 73 c und 54 f

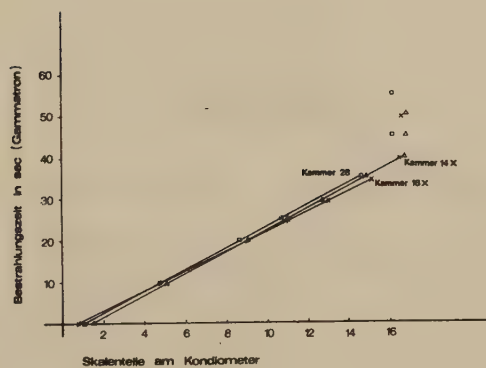


Abb. 4e Kalibrierungskurven für die Membrankammern 28, 14 X und 18 X

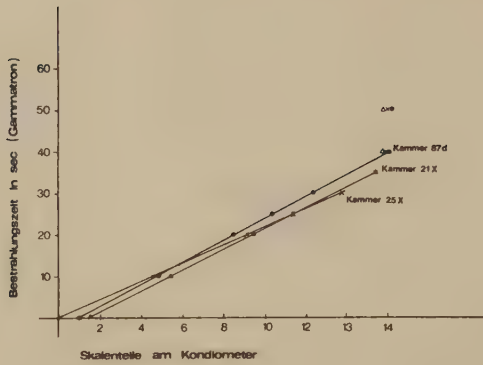


Abb. 4f Kalibrierungskurven für die Membrankammern 87 d, 21 X und 25 X

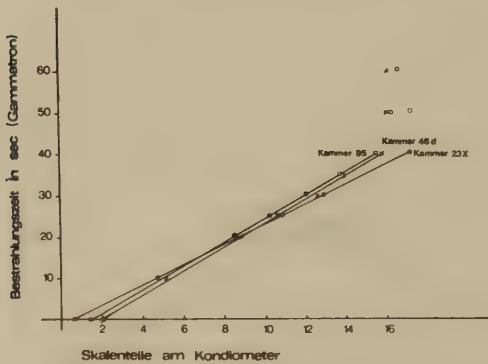


Abb. 4g Kalibrierungskurven für die Membrankammern 95, 46 d und 23 X

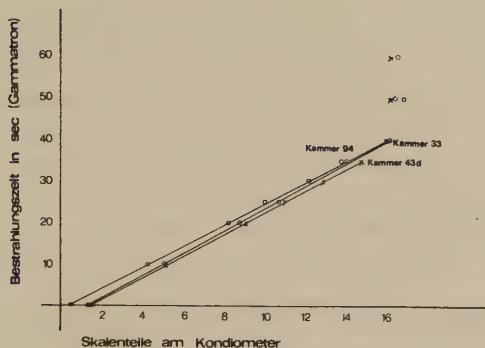


Abb. 4h Kalibrierungskurven für die Membrankammern 94, 33 und 43 d

2.4. Um die Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse zu überprüfen, wurden zwei Membrankammern, bei jeweils gleichen Meßbedingungen, zwanzigmal hintereinander bestrahlt. Dabei wurde eine mittlere Streuung der Meßwerte von $\pm 1,5\%$ festgestellt.

2.5. Energieabhängigkeit der Membrankammern

Die Energieverteilung der Röntgen- bzw. Gammaquanten wird sich mit zunehmender Tiefe im Phantom verändern. Auch die relative Dosis - bei den hier vorzunehmenden vergleichenden Untersuchungen interessiert nur die relative Dosis - wird nur richtig gemessen werden, wenn die verwendeten Detektoren hinreichend energieunabhängig sind, oder ihre Energieabhängigkeit wenigstens näherungsweise berücksichtigt werden kann. Die Energieabhängigkeit der verwendeten Membrankammern zeigt die Abb. 5.

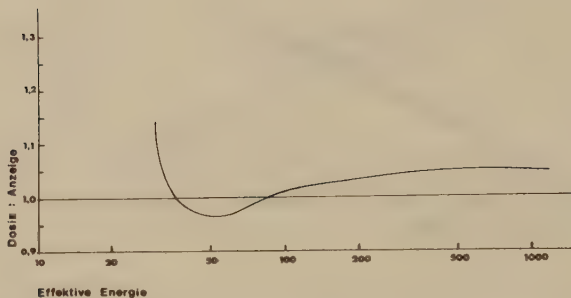


Abb. 5 Energieabhängigkeit der Membrankammern

Bei effektiven Energien oberhalb 35 keV bleibt die Abweichung der Anzeigen relativ zur Anzeige bei der Quantenenergie von ^{60}Co bei gleicher Dosis kleiner 1,05.

Die Entscheidende Frage ist, wie verändert sich die spektrale Verteilung mit zunehmender Tiefe im Phantom? In der Literatur sind hierzu nur wenige Meßergebnisse veröffentlicht. Vernünftigerweise wird man für diese Betrachtung zwei Gruppen unterscheiden, und zwar

die Röntgenbestrahlung bis zu einer Erzeugungsspannung von 300 kV und

der hochenergetischen Strahlung (^{60}Co , 17 MeV)

a) Röntgenbremsstrahlung mit Erzeugungsspannung
bis 300 kV

Wie die Untersuchungen von DIEKLEB, RILS und anderen gezeigt haben, nimmt in diesem Bereich die effektive Energie mit zunehmender Tiefe zu ("Aufhärtung"). Toleriert man einen Fehler von 5 %, so dürfen aus diesen Gründen nur Strahlungen einer Erzeugungsspannung von über 30 kV in die Untersuchung miteinbezogen werden (siehe Abb. 6 a).

b) Hochenergetische Strahlung (^{60}Co , 17 MeV)

Im Gegensatz zur Röntgenbremsstrahlung, wo für die niederenergetischen Anteile des Spektrums eine höhere Absorptionswahrscheinlichkeit besteht und somit eine "Aufhärtung" (Photoeffekt) des Spektrums auftritt, kommt es bei der hochenergetischen Quantenstrahlung wegen des Vorherrschens des Comptoneffektes zu einer "Aufweichung". Da keine Messungen über die Veränderung der effektiven Energie in der Tiefe des Schädels vorliegen, mußten vergleichende Messungen mit einer nahezu energieunabhängigen Ionisationskammer (Fingerhutkammer zu Siemens-Dosimeter) durchgeführt werden. Dabei wurden Abweichungen von 5 % gefunden. Die um 5 % größeren Werte sind jedoch nicht mit Sicherheit auf die größere Energieabhängigkeit der Membrankammern im Vergleich zu Ionisationskammer zurückzuführen.

2.6. Bei den ersten Kontrollmessungen am Gammatron waren bei Stehfeldern wie auch bei Pendelungen keine symmetrischen Werte auf den korrespondierenden Seiten des Segmentes zu erzielen; die Abweichungen waren beträchtlich. Auf der Suche nach den möglichen Fehlerquellen stellte sich bei einer Röntgenaufnahme des Schädels heraus, daß bei optisch gerader Lage des Phantoms die Dosimeter in ihren Bohrlöchern nicht in einer geraden

Linie lagen, sondern nach einer Seite abwichen. Daraufhin wurde für den Schädel ein Styroporbett modelliert, in dem dieser fest fixiert werden konnte. Dann wurde der Schädel mit den Dosimetern durchleuchtet und unter Bildschirnkontrolle so lange in seinem Bett verschoben, bis alle Dosimeter deckungsgleich hintereinander lagen. Diese Position des Schädels wurde mit Markierungen festgehalten, so daß diese Stellung jederzeit reproduziert werden konnte.

2.7. Angenommene Tumorlagen

Für die Messungen wurde von kranial aus gesehen die dritte Scheibe des Phantomschädels benützt. Auf das Gesicht bezogen handelt es sich um das Segment unmittelbar über der Nasenwurzel, also die untere Hälfte der Stirn. Von dem zu den Messungen benützten Segment des ALDERSON-RANDO-MAN-Phantoms wurde eine Röntgenaufnahme von kranial angefertigt.



Abb. 6 Röntgenaufnahme des 3. Schädelsegmentes des ALDERSON-RANDOMAN-Phantoms (Aufnahme von kranial)

Endokraniell nahmen wir drei Tumoren an:

Tumor A

in der fissura longitudinalis cerebri zwischen den beiden gyri frontales superiores unmittelbar hinter der Schädelkalotte (s. Abb. 7)

Tumor B

im 3. Ventrikel im Bereich der lamina tecti, dem unteren Teil des spleniums, des corpus callosum, des aquaeductus cerebri, des corpus pineale sowie der comissura posterior.

Tumor C

in gleicher Höhe wie Tumor B in Bezug auf die Saggittalebene, jedoch etwas mehr ventral und lateral im Bereich der gyri insulae (s. Abb. 8)

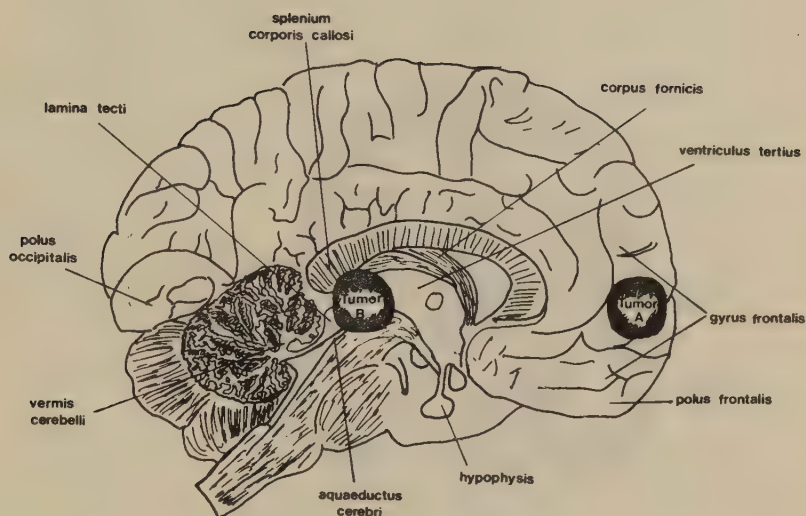


Abb. 7 Mediandurchschnitt des menschlichen Gehirns

Die Lage der beiden angenommenen Tumoren (A und B) ist angedeutet. Für diese beiden Tumoren und Tumor C (s. Abb. 8) werden in dieser Arbeit die Isodosen bei verschiedenen Strahlenqualitäten und verschiedenen Bestrahlungstechniken ermittelt.

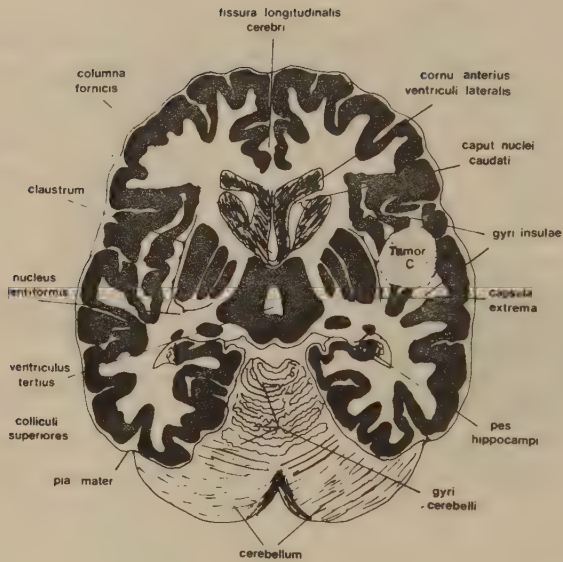


Abb. 8 Horizontal gerichteter Durchschnitt des Gehirns in der Ebene der basalen Ganglien (die Lage des Tumors C ist angedeutet)

Im Gegensatz zu den späteren Abbildungen (ab Abb. 17), bei denen die Isodosenkurven durch Interpolation gewonnen wurden, stellen die in Abb. 9, 11 und 13 eingezeichneten Isodosen die Berechnungen mit dem Bestrahlungsprogramm des Institutes an der Rechenanlage Siemens 305 dar.

In Abb. 9, die das bestrahlte Schädelsegment im Aufblick zeigt, wurden die experimentell ermittelten Dosen an den Meßpunkten eingetragen. Der höchste, vorkommende Meßwert wurde 100 % gesetzt und alle anderen Werte darauf bezogen. Die errechneten Isodosen wurden in Die Abbildung mit eingezeichnet.

Diskussion

Da die Übereinstimmung im Isodosenbild nur schwer zu übersehen ist, wurde ein Schnitt durch die Isodosen gelegt; damit erhält man die Tiefendosis im Zentralstrahl.

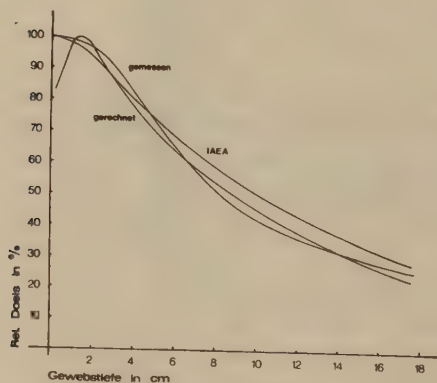


Abb. 10

Es zeigte sich eine gute Übereinstimmung zwischen den drei Kurven im Bereich über 2 cm Tiefe. Eine Auflösung des Aufbaueffektes ist bei der Messung mit Dosimetern von 6 mm sowieso nicht zu erwarten. Außerdem spielt sich der Aufbaueffekt im vorliegenden Fall im Knochen ab, wodurch das Maximum des Aufbaueffektes noch bei geringeren Tiefen als im Weichteilgewebe liegen wird.

3.1.2. Pendelbestrahlung mit angenommenem Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A

(Lage s. Abb. 7)

Pendelwinkel $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$

Pendelradius 60 cm

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit ca. 50 sec

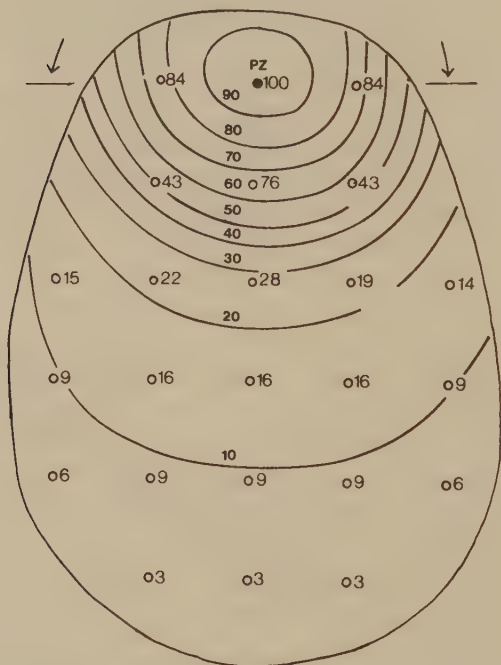


Abb. 11

Die errechneten Isodosenkurven wurden wieder zusammen mit den experimentell ermittelten Dosiswerten in Abb. 11 eingetragen. Pendelwinkel und Pendelzentrum sind angedeutet.

Diskussion

Im großen und ganzen erhält man wieder eine gute Übereinstimmung zwischen gemessenen und für das homogene Phantom berechneten Werten, d. h. ein wesentlicher Einfluß der Knochenschicht ist nicht zu erkennen. Die Dosisverteilung in der Winkelhalbierenden wurde wieder gesondert betrachtet.

In Abb. 12 wurde deswegen die relative Dosis in Abhängigkeit von der Gewebstiefe aufgezeichnet.

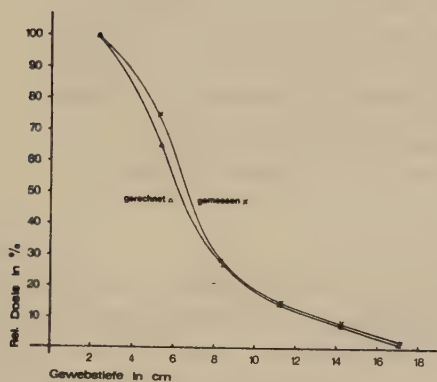


Abb. 12

Vergleich der experimentell ermittelten Tiefendosiskurve mit der errechneten.

Gerechnete und experimentell ermittelte Tiefendosiskurven zeigen in einer Gewebstiefe von 2,5 bis 8 cm Abweichungen, die bis zu knapp 10 % betragen. In den unteren Gewebstiefen verlaufen beide Kurven nahezu gleich. Da bei dieser Energie die Gewebsinhomogenität nur eine untergeordnete Rolle spielt, müssen diese Unterschiede eine andere Ursache haben. Die Abweichung läßt sich aus einem Lagefehler des Pendelzentrums erklären. Bereits eine geringe Verschiebung des Pendelzentrums von ca. 0,5 cm bringt die beiden Kurven nahezu zur Deckung. Ein Fehler dieser Dimension ist jedoch bei den durchgeführten Messungen kaum auszuschalten.

3.1.3. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 10 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors B (Lage s. Abb. 7)

Pendelwinkel $180^{\circ} - 0^{\circ} - 180^{\circ}$

Pendelradius 60 cm

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit ca. 120 sec

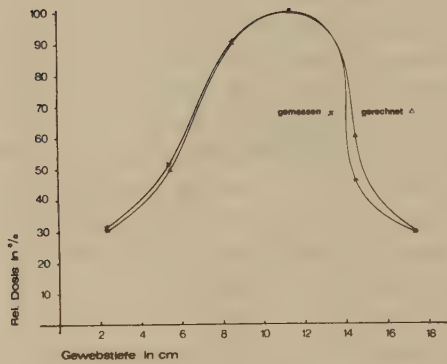


Abb. 14

Vergleich der experimentell ermittelten Tiefendosis-
kurve mit der errechneten

3.1.4. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 8 cm Tiefe und 2,8 cm Abweichung von der Mitte nach rechts

Bestrahlungsbedingungen:

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors C (Lage s. Abb. 8)

Pendelwinkel $0^\circ - 180^\circ$

Pendelradius 60 cm

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit ca. 60 sec



Abb. 15

Die errechneten Isodosenkurven wurden zusammen mit den experimentell ermittelten Dosiswerten in Abb. 15 eingetragen. Pendelwinkel und Pendelzentrum sind angedeutet (siehe auch Legende bei Abb. 9).

Diskussion

In Abb. 16 wurde die relative Dosis in Abhängigkeit von der Gewebstiefe aufgezeichnet.

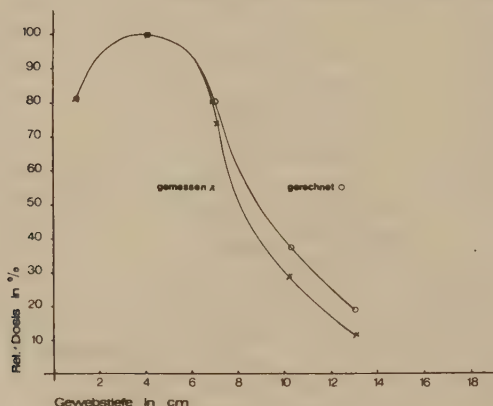


Abb. 16

Vergleich der experimentell ermittelten Tiefendosiskurve mit der errechneten

Gerechnete und experimentell ermittelte Tiefendosiskurve zeigen bis zu einer Gewebstiefe von ca. 7 cm eine sehr gute Übereinstimmung. Ab dieser Tiefe ist eine Abweichung feststellbar, die bis zu 1,4 cm beträgt, das entspricht einer Abweichung von 10 %. Die gute Übereinstimmung läßt einen Meßfehler ausschließen. Da bereits eine kleine Ungenauigkeit bei der Einstellung des Schädels zu Abweichungen dieser Größenordnung der beiden Kurven führt, könnte diese Abweichung der Tiefendosiskurven auf einen Lagefehler zurückzuführen sein. Diese kleinen Lagefehler sind bei den Messungen kaum auszuschalten. Unter Berücksichtigung dieser

Tatsache wäre ein Einfluß der Schädelkalotte auszuschließen.

Da bei der Energie der von ^{60}Co ermittelten Quanten auf Grund des Vorherrschens des Comptoneffektes als Absorptionsprozess kein wesentlicher Einfluß der knöchernen Schädelkalotte zu erwarten ist, konnte die Methode überprüft werden. Es hat sich gezeigt, daß innerhalb einiger Prozent eine Übereinstimmung vorhanden war. Die Abweichungen wurden im wesentlichen durch Fehler in der Lagerung erklärt. Die Fehler auf Grund der Reproduzierbarkeit ($\pm 1,5\%$) und der Energieabhängigkeit der Kammern (Änderung des Spektrums mit der Tiefe) spielen dagegen keine Rolle. Die Messungen konnten also nach diesen Voraussetzungen auch bei anderen Energien vorgenommen werden. Da das Raster der Meßpunkte im Schädelphantom relativ grob ist (Meßpunkt Abstand 3 cm), mußten die Isodosen durch Interpolation gewonnen werden. Meist wurde nur die 20, 60 und 80 % Isodose eingezeichnet. War eine Interpolation nicht sicher durchführbar - dies war insbesondere bei oberflächennahem Verlauf der Fall - so wurden die Isodosen gestrichelt fortgesetzt.

3.2. Dosisverteilung für eine Röntgenbestrahlung bei einer Erzeugungsspannung von 300 kV

3.2.1. Stehfeld

Bestrahlungsbedingungen:

Erzeugungsspannung 300 kV, Filter Thoräus III

Feldgröße $8 \times 8 \text{ cm}^2$

FHA 50 cm

Bestrahlungszeit 3 Minuten

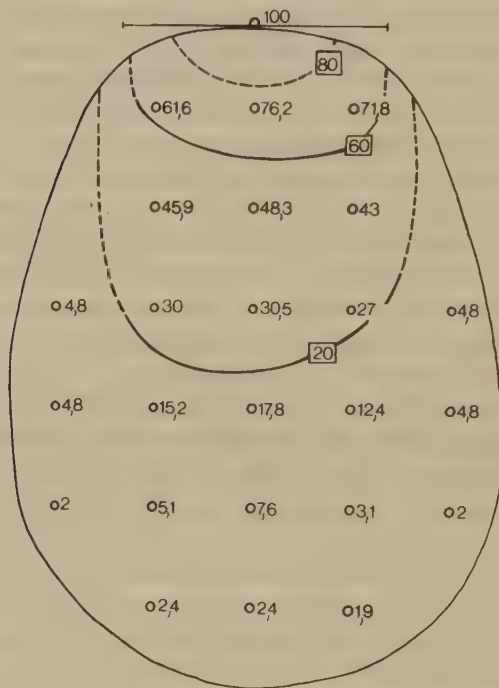


Abb. 17

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung (Bestrahlungsbedingungen s. 3.2.1.)

Im Gegensatz zu den Abbildungen 9, 11 und 13 sind die hier eingezeichneten Isodosen aus den Meßwerten interpoliert worden.

Diskussion

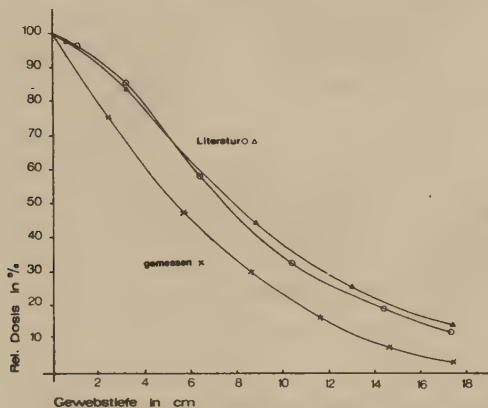


Abb. 18

Tiefendosis für eine Röntgenbestrahlung einer Erzeugungsspannung von 300 kV (Filter Thoräus III), gemessen im Schädelphantom; zum Vergleich sind zwei der Literatur (A, O) entnommene Tiefendosiscurven, gemessen im homogenen Wasserphantom, mit eingezeichnet.

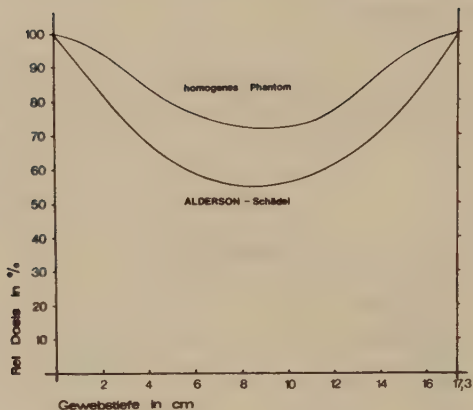


Abb. 19

In Abb. 19 wurden zwei opponierende Felder eingezeichnet. Es zeigt sich dabei deutlich eine Differenz zwischen der Tiefendosis Kurve, die der Literatur entnommen wurde, und derjenigen, die am ALDERSON - Phantom ermittelt wurde.

Bei der Dosisverteilung ist eine Asymmetrie zwischen rechter und linker Seite des Schädelsegmentes offensichtlich. Es fällt auf, daß die am obersten rechten Meßpunkt ermittelte Dosis höher ist als die Dosis am entsprechenden Meßpunkt der linken Seite. Eine Erklärung dafür kann die Knochenstruktur des Schädelsegmentes geben (s. Abb. 5). Der linke Meßpunkt liegt vollständig hinter der Knochenschicht, während über dem rechten Meßpunkt, der in der Knochenschicht eingelagert ist, eine dünnere Knochenlamelle liegt. Der stärkere Dosisabfall auf der rechten Seite ist auf die wesentlich größere Knochendicke - im Vergleich zur linken Seite - zurückzuführen (s. wiederum Abb. 5).

3.2.2. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Erzeugungsspannung -300 kV, Filter Thoräus III

Feldgröße 5 x 5 cm²

Bestrahlungszeit 6 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel 90° - 0° - 90°

Pendelradius 60 cm

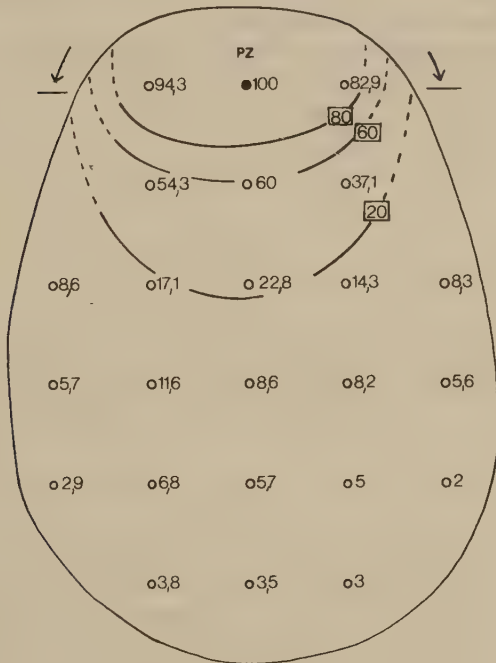


Abb. 20

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet.

(Bedingungen s. 3.2.2.)

Diskussion

Gegenüber der Stehfeldbestrahlung ist eine wesentlich bessere Anpassung an die angenommene Tumorgroße und -lage zu beobachten (s. Abb. 6). Wie zu erwarten, ist trotz der Ausweitung der 80 % Isodosen ein steilerer Dosenabfall zu beobachten (s. Gesamtdiskussion).

3.2.3. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 10 cm Tiefe

Erzeugungsspannung 300 kV, Filter Thoräus III

Feldgröße 5 x 5 cm²

Bestrahlungszeit 6 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors B (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel 180° - 0° - 180°

Pendelradius 60 cm

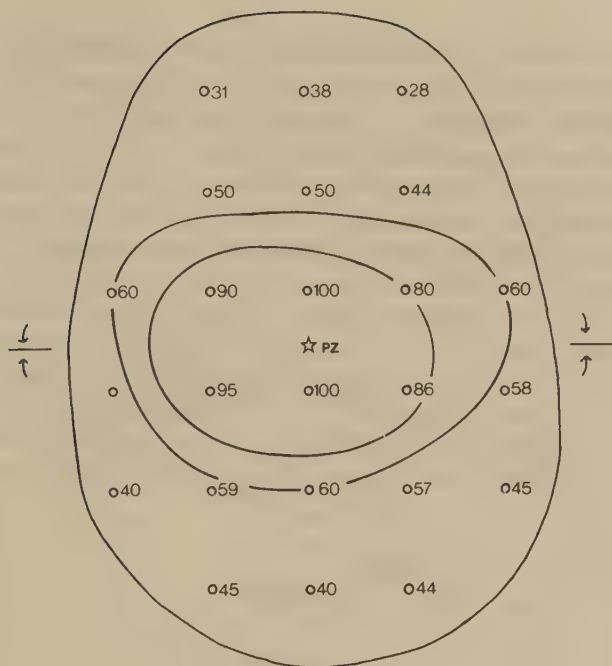


Abb. 21

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet.

(Bedingungen s. 3.2.3.)

Diskussion

Das hier erhaltene Bild unterscheidet sich von der Dosisverteilung, erhalten bei der Strahlung von ^{60}Co erheblich. Vor allem seitlich ist eine Ausweitung der Isodosen zu beobachten. Dies ist sicher auf den steileren Dosisabfall der niederenergetischen Strahlung zurückzuführen, aber auch auf die Absorption in der Schädelkalotte.

3.2.4. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 8 cm Tiefe und 2,8 cm von der Mitte gemessen von der Stirnseite des Schädelsegmentes aus

Bestrahlungsbedingungen:

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit 6 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors C (Lage s. Abb.7)

Pendelwinkel $0^\circ - 180^\circ$

Pendelradius 60 cm

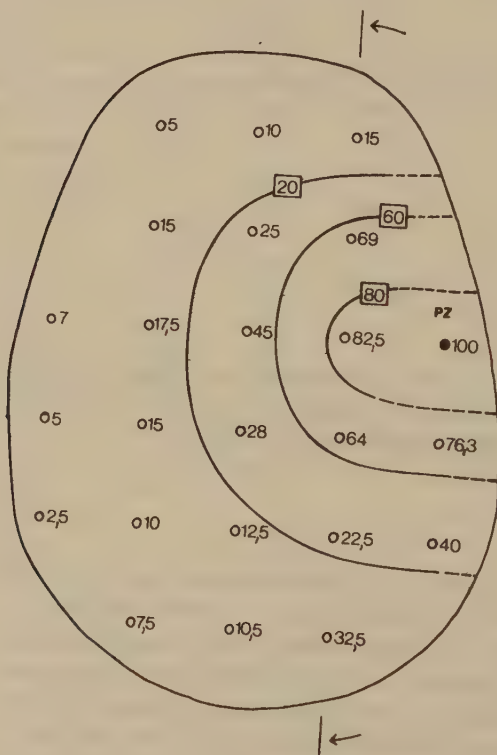


Abb. 22

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet. (Bedingungen s. 3.2.4.)

Diskussion

Der Verlauf der Isodosen in der Nähe der Schädeldecke ist zwar nicht sicher zu ermitteln (deswegen wurde der Verlauf auch gestrichelt gezeichnet), doch ist kaum anzunehmen, daß sich die Isodosen noch schließen wie bei der Strahlung des ^{60}Co . Für die angenommene Tumoralage liefert eine Röntgenstrahlung einer Erzeugungsspannung von 300 kV, selbst bei harter Filterung, schlechtere Ergebnisse als die Strahlung des ^{60}Co . Bei Tumoralagen unmittelbar am Schädeldach könnte die Bestrahlung im konventionellen Bereich eventuell wegen der Schonung der hinter dem Tumor liegenden Gebiete vorteilhaft sein (siehe auch Gesamtdiskussion).

3.3. Dosisverteilung für eine Röntgenstrahlung bei einer Erzeugungsspannung von 120 kV

3.3.1. Stehfeld

Bestrahlungsbegingungen:

Erzeugungsspannung 120 kV, Filter 2 mm Aluminium

Feldgröße 8 x 8 cm²

FHA 50 cm

Bestrahlungszeit 4 Minuten

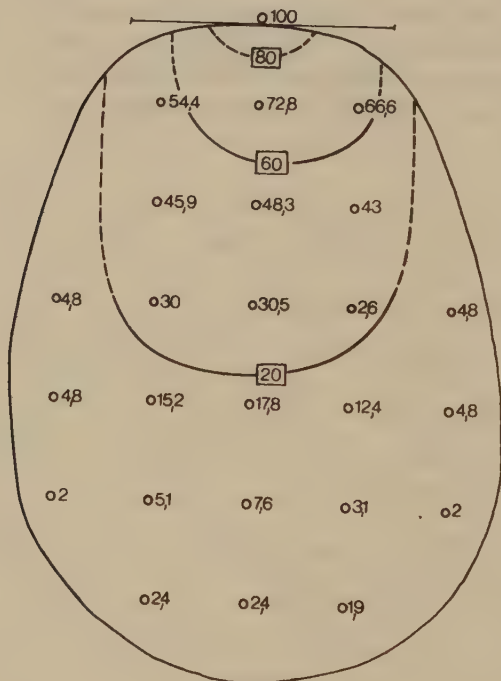


Abb. 23

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung (Bestrahlungsbedingungen s. 3.3.1.)

Diskussion

Bei der Dosisverteilung zeigt sich neben einer weiten Verschiebung der Isodosen zur Oberfläche im Vergleich zu ^{60}Co und 300 kV eine Asymmetrie zwischen rechter und linker Seite des Schädelsegmentes. Die am obersten rechten Meßpunkt ermittelte Dosis ist höher als die Dosis am entsprechenden Meßort auf der linken Seite. Dies kann mit der Knochenstruktur des Schädelsegmentes erklärt werden. Der linke Meßpunkt liegt hinter einer vergleichsweise dickeren Knochenschicht als der rechte. Der stärkere Dosisabfall in den tieferen Schichten der rechten Seite läßt sich ebenfalls aus der Knochenstruktur des Segmentes erklären; auf der rechten Seite ist die Knochendicke im Bereich der Stirn etwas größer als links.

3.3.2. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Erzeugungsspannung 120 kV, Filter 2 mm Aluminium

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit 10 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A (Lage s. Abb.7)

Pendelwinkel $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$

Pendelradius 60 cm

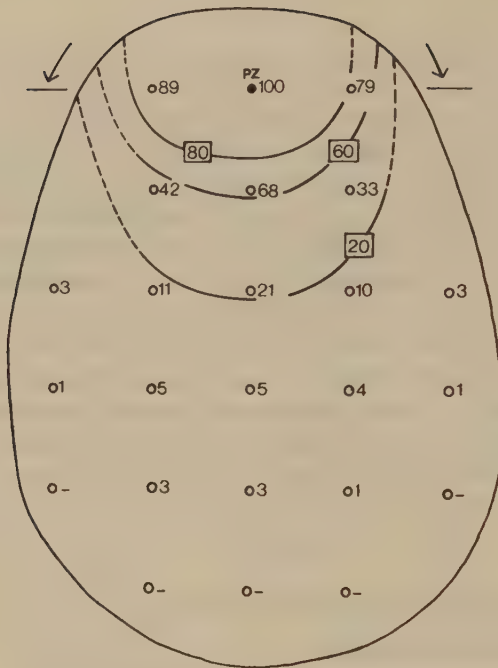


Abb. 24

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet. (Bedingungen s. 3.3.2.)

Diskussion

Wie bei anderen Strahlungsenergien ist auch bei einer Röntgenstrahlung und Erzeugungsspannung von 120 kV mit einer Pendelbestrahlung eine bessere Anpassung an den Tumor zu beobachten; dies und hier zu beobachtende geringe rechts-links Asymmetrien der Isodosen kann mit der etwas stärkeren Knochendicke auf der rechten Seite erklärt werden (s. auch Röntgenaufnahme Abb. 5)

3.3.3. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 10 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Erzeugungsspannung 120 kV, Filter 2 mm Aluminium

Feldgröße $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Bestrahlungszeit 6 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors B (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel $180^\circ - 0^\circ - 180^\circ$

Pendelradius 60 cm

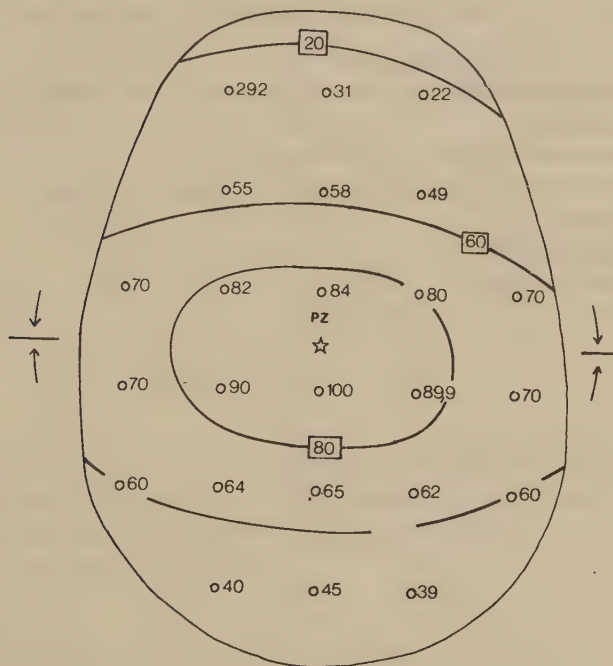


Abb. 25

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet.

(Bedingungen s. 3.3.3.)

Diskussion

Gegenüber der entsprechenden Verteilung bei einer Röntgenstrahlung einer Erzeugungsspannung von 300 kV, ist hier eine weitere Verschlechterung der Anpassung bzw. der Dosisverteilung zu beobachten. Die 60 % -Isodose schließt sich nicht einmal im Schädel. Seitlich am Schädel muß mit 60 - 70 % der maximalen Dosis gerechnet werden.

3.3.4. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 8 cm Tiefe und 2,8 cm Abweichung von der Mitte nach rechts

Bestrahlungsbedingungen:

Erzeugungsspannung 120 kV, Filter 2 mm Aluminium

Feldgröße 5 x 5 cm²

Bestrahlungszeit 9 Minuten

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors C (Lage s. Abb. 8)

Pendelwinkel 0° - 180°

Pendelradius 60 cm



Abb. 26

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet.
(Bedingungen s. 3.3.4.)

Diskussion

In diesem angenommenen Fall wird das Pendelzentrum nicht einmal mehr von der 80 % Isodose umschlossen; dies bedeutet, daß das Pendelzentrum wesentlich tiefer liegen müßte, um eine halbwegs vernünftige Dosisverteilung zu bekommen; allerdings müßte man dies mit einer hohen Belastung des gesamten Gewebes erkaufen.

3.4. Dosisverteilung bei einer Bestrahlung mit ultraharten Röntgenstrahlen am Betatron

3.4.1. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Ultraharte Bremsstrahlung (17 MeV)

Ausgleichsfilter 0

Feldgröße $4,5 \times 4,5 \text{ cm}^2$ (Tubus A₃)

Dosis im Maximum entsprach 20 Skalenteile am Monitor

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$

Pendelradius 60 cm

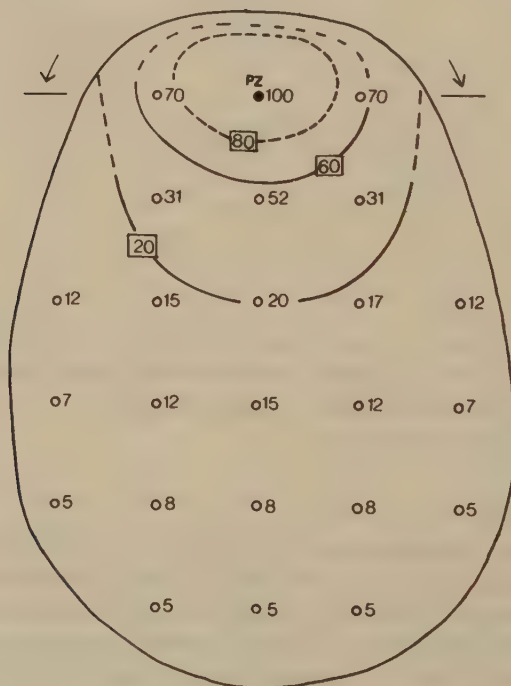


Abb. 27

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet. (Bestrahlungsbedingungen s. 3.4.1.)

Diskussion

Da für diese Bestrahlungsbedingungen vergleichbare Verteilungen in der Literatur zu finden waren, wurde der Abb. 27 und der publizierten Verteilung die Dosisverteilung längs der Winkelhalbierenden des Pendelwinkels entnommen. Diese Tiefendosiskurven sind in Abb. 28 wiedergegeben.

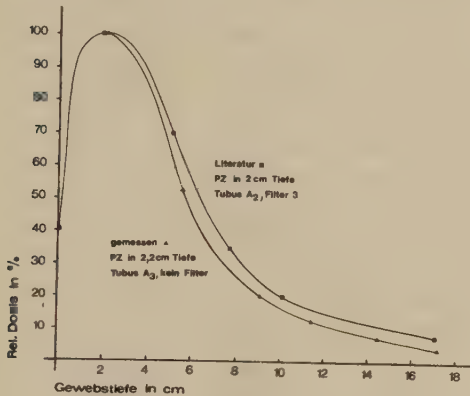


Abb. 28

Vergleich der gemessenen Tiefendosiskurve mit einer Tiefendosiskurve aus der Literatur

Der unterschiedliche Abfall hinter dem Pendelzentrum wird sicher nicht mit den inhomogenen Meßpunkten (Schädel) zu erklären sein, sondern eher durch das unterschiedliche Ausgleichsfilter. Zum Ausgleich des Feldes ist ein Ausgleichsfilter bei der Stehfeldbestrahlung unbedingt erforderlich. Anders bei der Pendelbestrahlung, bei der durch das schmalere Feld ein steilerer Abfall bewirkt wird.

Eine Pendelbestrahlung mit einem Pendelwinkel von $180^\circ - 0^\circ - 180^\circ$ mit dem Tumorzentrum in 10 cm Tiefe ist am Betatron nicht durchführbar, da aus technischen Gründen der Bestrahlungskopf nur einen Winkel von $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$ überstreichen kann.

3.4.2. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 8 cm Tiefe und 2,8 cm Abweichung von der Mitte nach rechts

Bestrahlungsbedingungen:

Ultraharte Bremsstrahlung (17 MeV)

Ausgleichsfilter 0

Feldgröße $4,5 \times 4,5 \text{ cm}^2$ (Tubus A₃)

Dosis im Maximum entsprach 13 Skalenteile am Monitor

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors C (Lage

s. Abb. 7)

Pendelwinkel $0^\circ - 180^\circ$

Pendelradius 60 cm

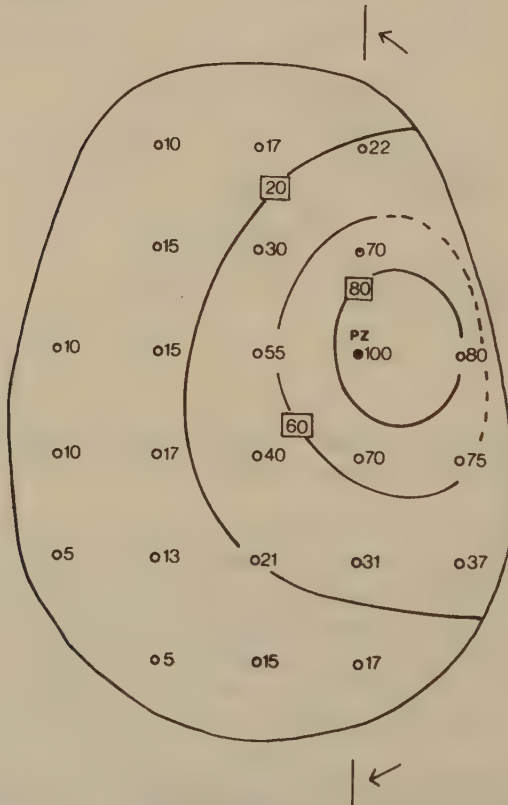


Abb. 29

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet. (Bestrahlungsbedingungen s. 3.4.2.)

Diskussion

Im wesentlichen erhält man eine Dosisverteilung wie bei der Strahlung des ^{60}Co . Die Oberflächenbelastung ist allerdings noch etwas geringer als bei ^{60}Co .

3.5. Dosisverteilung bei Bestrahlung mit Elektronen am Betatron

3.5.1. Stenfeld

Bestrahlungsbedingungen:

Energie 17 MeV

Ausgleichsfilter 7

Neigung 6

Feldgröße $7,5 \times 4 \text{ cm}^2$

Dosis im Maximum entsprach 15 Skalenteile am Monitor

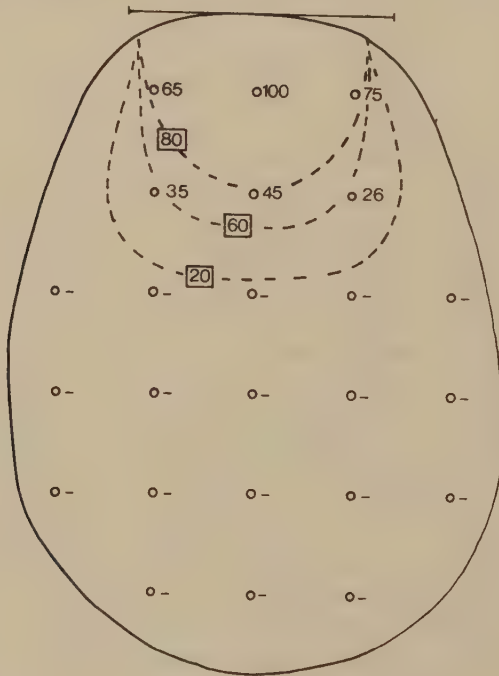


Abb. 30

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms und interpolierte Isodosenverteilung. Das Einfallsfeld ist angedeutet. (Bestrahlungsbedingungen s. 3.5.1.)

Diskussion

Für annähernd die gleichen Bestrahlungsbedingungen konnten vergleichbare Tiefendosen in der Literatur gefunden werden. Um nun eine Aussage hinsichtlich der Übereinstimmung zwischen experimentell ermittelten Tiefendosen und den Tiefendosen aus der Literatur machen zu können, wurde aus der Dosisverteilung die Dosis längs des Zentralstrahles herausgezeichnet (Abb. 31)

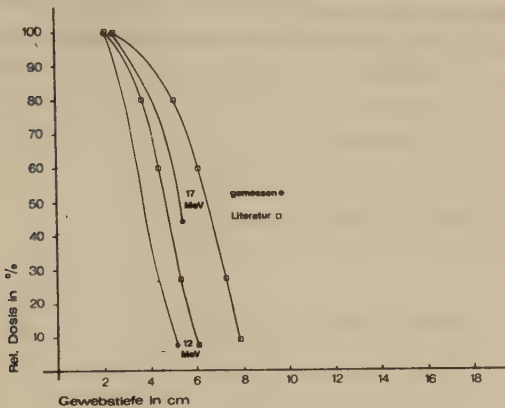


Abb. 31

Vergleich von experimentell ermittelten Tiefendosis-kurven mit Tiefendosis-kurven aus der Literatur für Elektronen mit einer Erzeugungsspannung von 17 MeV bzw. 12 MeV

Sowohl für 12 MeV als auch für 17 MeV liegt die gemessene Kurve deutlich unter der aus der Literatur entnommenen. Der Unterschied in der Reichweite beträgt ca. 1 cm. Geht man davon aus, daß die Reichweite der Elektronen proportional der Dichte ist und die Dicke des knöchernen Schädels etwa 4 - 5 mm - bei einer um 2,7 mal größeren Dichte - beträgt, so läßt

sich der Unterschied in der Reichweite der Elektronen beim homogenen und inhomogenen Phantom qualitativ erklären.

3.5.2. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Energie 17 MeV

Ausgleichsfilter 7

Neigung 6

Feldgröße $2,3 \times 10 \text{ cm}^2$

Dosis im Maximum entsprach 24 Skalenteile am Monitor

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$

Pendelradius 60 cm

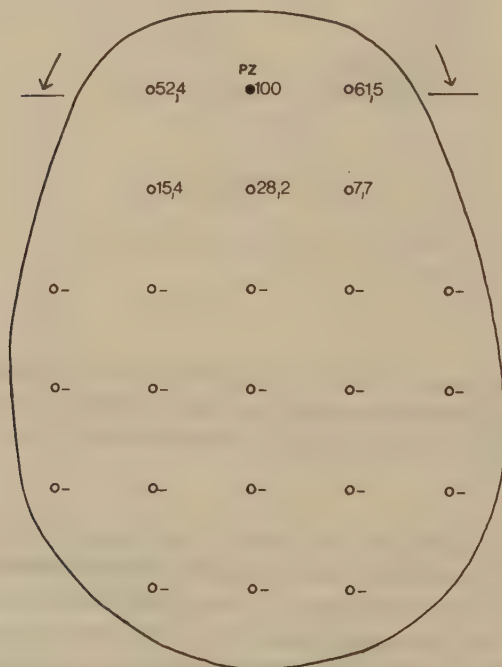


Abb. 32

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms.
Pendelzentrum und Pendelwinkel sind angedeutet.
(Bestrahlungsbedingungen s. 3.5.2.)

Diskussion

Die Anzahl der Meßpunkte ist zu gering, um halbwegs sicher Isodosen einzeichnen zu können. Eine Pendelbestrahlung mit Elektronen wurde der Vollständigkeit halber mit aufgenommen, obwohl von vorneherein klar war, daß bei der vorliegenden Einstellung (Tumorlage und -ausdehnung A, entsprechend Abb. 6) keine befriedigende Dosisverteilung zu erwarten war. Dies gilt - mehr oder minder - für alle folgenden Pendelbestrahlungen mit Elektronen. Der Vorteil der Pendelbestrahlung mit Elektronen liegt bei den oberflächennahen schalenförmigen Tumoren (Schalenbestrahlung, z. B. Mamma-Ca).

3.5.3. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 8 cm Tiefe
und 2,8 cm Abweichung von der Mitte nach rechts

Bestrahlungsbedingungen:

Energie 17 MeV

Ausgleichsfilter 7

Neigung 6

Feldgröße $2,3 \times 10 \text{ cm}^2$

Dosis im Maximum entsprach 21 Skalenteile am Monitor

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors C (Lage s. Abb. 6)

Pendelwinkel $0^\circ - 180^\circ$

Pendelradius 60 cm

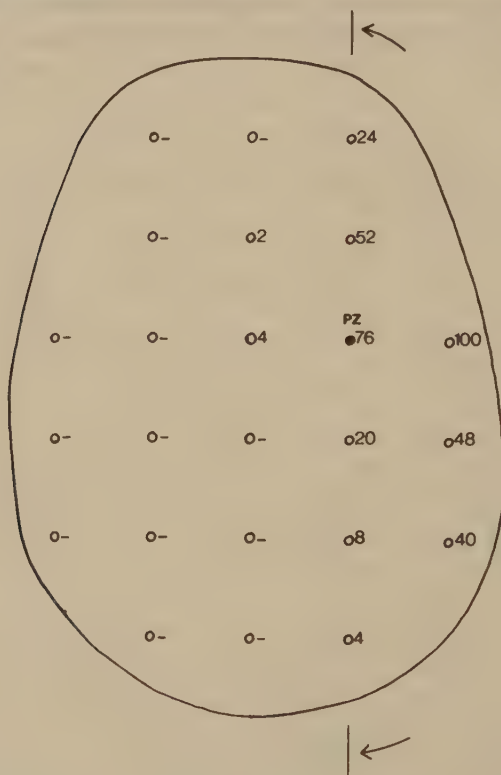


Abb. 33

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms

3.5.4. Stehfeld

Bestrahlungsbedingungen:

Energie 12 MeV

Ausgleichsfilter 5

Neigung 5

Feldgröße $7,5 \times 4 \text{ cm}^2$

Dosis im Maximum entsprach 10,5 Skalenteile am Monitor

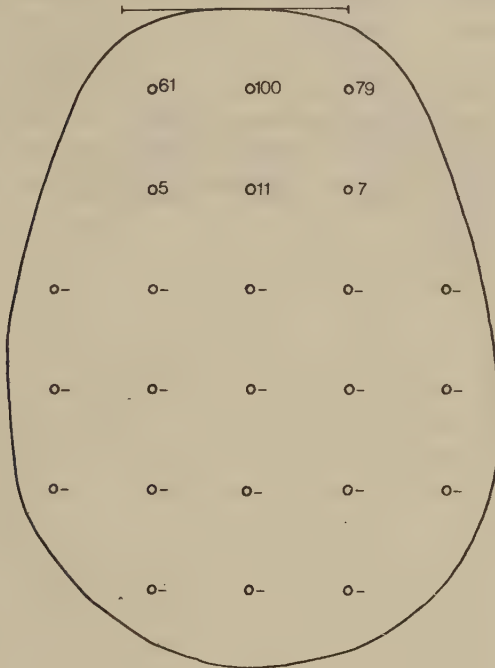


Abb. 34

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms

Diskussion

Alles unter 3.5.2. für Elektronen einer Energie von 17 MeV gesagte gilt mehr noch für Elektronen der Energie von 12 MeV (s. auch Abb. 31)

3.5.5. Pendelbestrahlung mit Pendelzentrum in 2,2 cm Tiefe

Bestrahlungsbedingungen:

Energie 12 MeV

Ausgleichsfilter 5

Neigung 5

Feldgröße $2,3 \times 10 \text{ cm}^2$

Dosis im Maximum entsprach 24 Skalenteile am Monitor

Pendelzentrum in der Mitte des Tumors A (Lage s. Abb 6)

Pendelwinkel $90^\circ - 0^\circ - 90^\circ$

Pendelradius 60 cm

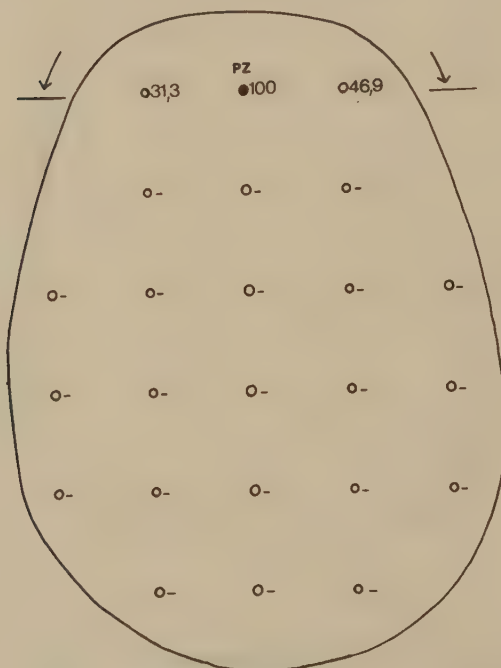


Abb. 35

Relative Dosis an den Meßpunkten des Schädelphantoms

Diskussion

Die Anzahl der Meßpunkte ist zu gering um halbwegs sicher Isodosen einzeichnen zu können. Es wurde deswegen nur die relative Dosis an den Meßpunkten angegeben. Das hier verwendete Verfahren (Messung mit Ionisationskammern) ist nicht in der Lage, raschen Änderungen in der Dosis, wie sie bei Bestrahlung mit Elektronen auftreten, aufzulösen. Diese Fragestellung ist besser filmdosimetrisch zu lösen.

Da bei der Bewegungsstrahlung mit Elektronen noch das Problem der nicht konstanten Dosisleistung während des Pendelzyklus hinzu kommt, wurde auf weitere Versuche mit Elektronen verzichtet.

4. GESAMTDISKUSSION

Die bei der gesamten Arbeit im Vordergrund stehende Frage, welche Strahlenqualität die beste Dosisverteilung bei Tumoren im Gehirnbereich ergibt, kann nicht in voller Allgemeinheit beantwortet werden, da die vorliegenden Untersuchungen sich insbesondere auf drei angenommene Tumorklagen (Tumor A in der fissura longitudinalis cerebri, Tumor B im 3. Ventrikel, Tumor C im Bereich der gyri insulae) beschränkt haben. Es ist durchaus denkbar, daß bei Tumorlokalisationen im ganz peripheren Bereich auch die bereits bei der Untersuchung mehr oder minder ausgeschiedenen Elektronenstrahlungen verschiedener Energie eine befriedigende Dosisverteilung ergeben.

Als wesentliche Kriterien für die Beurteilung einer guten Dosisverteilung wird man heranziehen, wie gut z. B. die 80 %-Isodose das Tumorgebiet umschließt und, wie weit dabei das gesunde Gewebe geschont wird. Wenn auch im allgemeinen die Schonung des Knochens nicht im Vordergrund steht, so ist, wie man auch erwarten darf, bei den Untersuchungen die zunehmende Belastung und damit einhergehend, eine wesentliche Veränderung der Tiefendosiskurven bei niederenergetischer Strahlung und der Elektronenstrahlung zu Tage getreten.

Vergleicht man zuerst einmal die Stehfeldisodosen mit einander (Abb. 9, 17, 23 usw.), so fällt auf den ersten Blick sofort die weitreichende ^{60}Co -Strahlung (flacherer Dosisabfall) gegenüber der konventionellen Strahlung auf. Korrekterweise sollte man bei einem Vergleich nicht von gleichen Oberflächendosen (Oberflächendosis = 100 %) ausgehen, sondern von gleichen Tumordosen (Tumordosis = 100 %). Bei der konventionellen Therapie wird in diesem Fall das vor dem Tumor liegende Gewebe weit höher belastet als z. B. bei der Strahlung des ^{60}Co . Betrachtet man dagegen das hinter dem Tumor liegende Gewebe, so

kehren sich die Verhältnisse um. Insgesamt gesehen wird bei peripherer Lage des Tumors (Tumorage A u. C) die nicht tumorwirksame Integraldosis bei der konventionellen Therapie kleiner sein als bei der energiereichen Strahlung von ^{60}Co und höheren Energien. Mitberücksichtigt werden muß allerdings auch noch die Tumorausdehnung; bei der konventionellen Strahlentherapie ist es durchaus denkbar, daß bei größerer Ausdehnung des Tumors über den Tumorbereich bereits ein wesentlicher Dosisabfall stattfindet.

Vergleicht man die Stehfeldisodosen insgesamt mit den Isodosen der Pendelbestrahlung, so kann bei jeder Strahlenenergie die Überlegenheit der Pendelbestrahlung gegenüber der Stehfeldbestrahlung sofort erkannt werden.

Trotz der zu erwartenden Unübersichtlichkeit wurden für Vergleichszwecke in den Abbildungen die Pendelisodosen für die 3 angenommenen Tumoralagen eingezeichnet und zwar die 20%-, 60%- und 80%-Isodose. Bei Pendelbestrahlung des Tumors A (Abb. 7) sind die geringsten Unterschiede in Abhängigkeit von der Energie zu beobachten. Die scheinbar auftretenden Unterschiede können teilweise sogar mit der Unsicherheit der Meßmethode erklärt werden.

Die Lage der gleichen relativen Isodosenlinien für die verschiedenen Strahlenenergien hängt ab von der Energie der Strahlung, der Lage des Pendelzentrums und dem Pendelwinkel.

Bei einer peripheren Lage des Tumors (Tumor C, Lage s. Abb. 8) erhält man den raschesten Dosisabfall bei der ultraharten Bremsstrahlung. Bei dieser Strahlung sind die 80%- und 60%-Isodosen auch noch geschlossen. Ein wesentlicher Unterschied zwischen einer Strahlung der Erzeugungsspannung von 120 und 300 kV ist nicht zu erkennen. Eine Hautschonung, wie sie bei der ultraharten Bremsstrahlung in dem vorliegenden Fall zu beobachten ist, tritt bei diesen Strahlenqualitäten nicht auf. Die Strahlung des ^{60}Co unterscheidet sich überraschenderweise bei dieser Tumorage nicht erheblich von den konventionellen Strahlenqualitäten mit der Ausnahme, daß die 20%-Isodose bei der Strahlung des ^{60}Co am weitesten ins gesunde Gewebe hineinreicht.

Bei der Diskussion der Ergebnisse muß man zwei Bereiche trennen, nämlich

1. den Bereich, in dem sich die Felder überschneiden (abhängig von der Feldgröße) und
2. in dem Bereich, in dem es zu keiner Überschneidung der aus einzelnen Feldern zusammengesetzt gedachten Pendelbestrahlung kommt.

In diesem zuletzt erwähnten Bereich wird die relative Lage der Isodosen zueinander vor allem von der Strahlenqualität her bestimmt. So ist es z. B. durchaus verständlich, daß die 20%-Isodose für die Strahlung des ^{60}Co tiefer liegt als die der konventionellen Therapie, da für die Strahlung des ^{60}Co der Absorptionskoeffizient kleiner ist. Noch tiefer müßte allerdings nach diesen Überlegungen die 20%-Isodose für die ultraharte Bremsstrahlung von 17 MeV liegen.

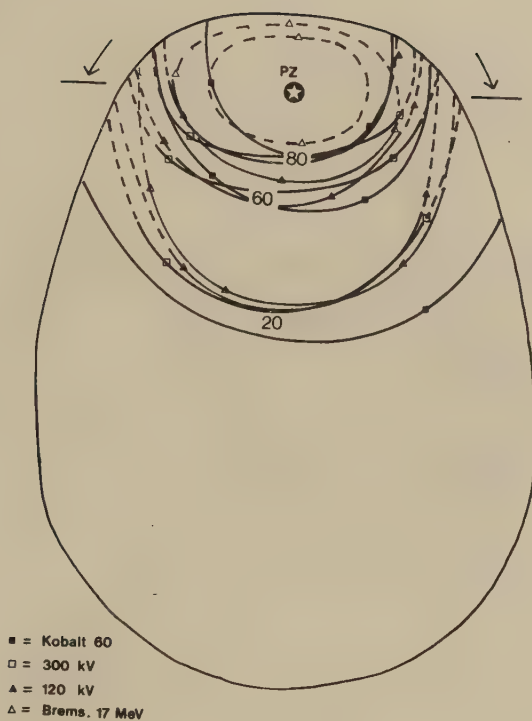


Abb. 36

Übereinanderzeichnung der 20%-, 60%- und der 80%-Isodosenkurven aller benützten Strahlenqualitäten für die Bestrahlung des Tumors A (Lage s. Abb. 7)
 Der Pendelwinkel ($90^{\circ} - 0^{\circ} - 90^{\circ}$) ist angedeutet.

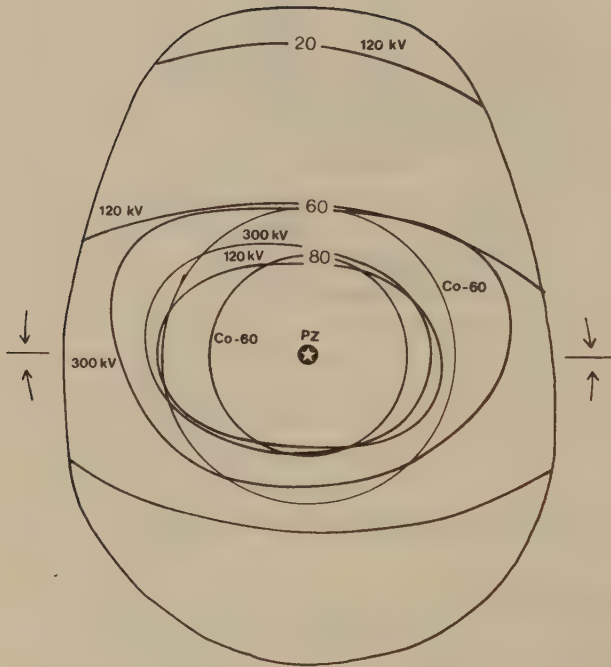


Abb. 37

Übereinanderzeichnung der 20%-, 60%- und der 80%-Isodosenkurven aller benützten Strahlenqualitäten für die Bestrahlung des Tumors B (Lage s. Abb.)

Der Pendelwinkel ($180^{\circ} - 0^{\circ} - 180^{\circ}$) ist angedeutet.



Abb. 38

Übereinanderzeichnung der 20%- , 60%- und der 80%-Isodosenkurven aller benützten Strahlenqualitäten für die Bestrahlung des Tumors C (Lage s. Abb. 8)
Der Pendelwinkel (0° - 180°) ist angedeutet.

Die Annahme der Identität von Pendelzentrum und Dosismaximum ist sicher nicht bei allen angewandten Bestrahlungsbedingungen zutreffend. Bei der Auswertung der Meßergebnisse wurde jedoch von dieser Annahme ausgegangen. Der dadurch verursachte Fehler ist bei dem relativ weitmaschigen Netz der Meßpunkte sicherlich vertretbar. Das Dosismaximum wird insbesondere deshalb bei niederenergetischer Strahlung und bei Pendelwinkeln von 180° zur Oberfläche hin ausgewandert sein. Dieser Umstand täuscht - wieder vorwiegend für den konventionellen Bereich - einen "steileren Abfall" der Isodosen vor als bei den Messungen zu erwarten wäre (bei 300 kV Erzeugungsspannung wären die Isodosen etwa mit 0,9 zu multiplizieren). Trotzdem bleibt, wie auch die Messungen anderer Autoren (z.B. Keller), die allerdings nicht in der gesamten Pendelebene sondern nur längs der Winkelhalbierenden des Pendelwinkels durchgeführt wurde, gezeigt haben, die Umkehrung der Aufeinanderfolge der Isodosenlinien in größerer Tiefe (ab etwa 50 %) erhalten. Zur Erklärung wird von diesen Autoren auf die bessere Bündelung der hochenergetischen Strahlung auch in größerer Tiefe hingewiesen. Offensichtlich halten die aneinandergereiht gedachten Einzelfelder bei einer Pendelbestrahlung vom "Nachbarfeld" weniger Streustrahlung als bei der konventionellen bzw. der Therapie mit ^{60}Co , was zwangsläufig zu einer Verschiebung der Isodosen in Richtung auf das Pendelzentrum führt.

Der Einfluß der knöchernen Schädelkalotte macht sich, wie weiter oben schon besprochen, nur bei den Strahlungen der Erzeugungsspannungen von 120 und 300 kV bemerkbar, der steilere Abfall, im Vergleich zur Messung im homogenen Phantom, wird hierdurch erklärt.

Ein ziemlich ähnlicher Sachverhalt liegt vor bei der angenommenen Tumorage C (Abb. 8), mit der Ausnahme, daß sich hier wegen der etwas tiefer angenommenen

Lage des Pendelzentrums auch die 80%-Isodose für ^{60}Co schließt, was zu einer Entlastung der Oberfläche führt.

Grundsätzlich andere Verhältnisse werden bei der zentralen Lage des Pendelzentrums und einem Pendelwinkel von 360° gefunden (Abb. 37). Ein Fehler wegen der Nichtidentität des Pendelzentrums und des Dosismaximums tritt hier nicht auf. Bei der Betrachtung der 80%-Isodose fällt auf, daß bei den niederenergetischen Strahlungen von 120 und 300 kV Erzeugungsspannung der Abfall durch die größeren Schichtdicken bei der Bestrahlung in ap- bzw. pa-Richtung zu Tage tritt. Dies wirkt sich in einer Verbiegung der Isodosen zu "eiförmigen" Gebilden aus, bei ^{60}Co ist dieser Effekt noch nicht zu beobachten. Die 20%-Isodose für ^{60}Co liegt offensichtlich außerhalb des Schädels; dies wird seinen Grund darin haben, daß die Gegenfelder bei dieser Bestrahlung zur Isodosenverteilung wesentlich beitragen. Bei der konventionellen Therapie dagegen ist die Dosis vom Gegenfeld z. B. bei einem Durchmesser von 20 cm auf 4 % bereits abgefallen.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die in der Aufgabenstellung aufgeworfene Frage nach der am meist geeigneten Strahlenqualität bei der Bestrahlung von Gehirntumoren nicht mit der Angabe einer Energie bzw. Erzeugungsspannung beantwortet werden kann. Sie muß je nach Lage des Tumors die Energie (und der Pendelwinkel) ausgewählt werden. Abgesehen von der höheren Belastung des Knochens hat offensichtlich auch die konventionelle Therapie bei peripheren Tumorlagen ihre Berechtigung; allgemein jedoch kann gesagt werden, daß nahezu bei allen Tumorlagen und Pendelwinkeln die besten Dosisverteilungen mit der ultraharten Röntgenstrahlung zu erzielen sind.

Die teilweise geübte Praxis, generell alle Tumoren im Gehirnbereich mit der konventionellen Therapie (300 kV) zu behandeln, ist sicher nicht gerechtfertigt.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit beschäftigte sich mit der Frage, inwieweit bei der Bestrahlung von Gehirntumoren die knöcherne Schädelkalotte Einfluß auf die Dosisverteilung nimmt.

Drei Tumorlokalisationen (zwei periphere und eine zentrale) wurden an einem Phantomschädel simuliert. Diese angenommenen Tumoren wurden mit verschiedenen Strahlenqualitäten und Bestrahlungstechniken (Stehfelder, Pendelbestrahlungen mit verschiedenen Pendelwinkeln) bestrahlt. Dabei zeigte sich, daß die Auswahl der Energie bzw. der Erzeugungsspannung sich nach der Lokalisation des Tumors im Gehirn richten muß. Eine generelle Regel für die Behandlung von Gehirntumoren kann nicht aufgestellt werden.

L i t e r a t u r

1. E.W. Webster und K.C. Tsien:
Atlas of Radiation Dose Tables Distributions (Vol I)
International Atomic Energy Agency, Wien 1965
2. K.C. Tsien, J.R. Cunningham, D.J. Wright u. a.:
Atlas of Radiation Dose Distribution (Vol III)
International Atomic Energy Agency, Wien 1967
3. International Atomic Energy Agency:
Isodose Charts And Depth Dose Tables For Medium
Energy X Rays, Butterworths, London 1962
4. The Scientific Sub- Committee Of The Hospital Physicists
Association: Depth Dose Tables for Use in Radiotherapie,
British Journal of Radiologie, Supplement Nr. 10
S. 36 London 1961
5. Wachsmann und Diomtsis:
Kurven und Tabellen für die Strahlentherapie, Hirzel
Verlag, Stuttgart 1957
6. Keller: Dosisverteilung und Dosisvermittlung bei der
Pendelbestrahlung, Urban & Schwarzenberg Verlag,
München-Berlin 1962
7. Janker und Rossmann: Grundriß der Röntgentherapie
Springer-Verlag, Berlin 1958
8. Scherer: Strahlentherapie Georg - Thieme - Verlag,
Stuttgart 1973
9. Kuschinsky: Taschenbuch der modernen Arzneimittel-
behandlung Georg - Thieme - Verlag, Stuttgart 1973

10. Weidener: Krebs, Hippokrates - Verlag, Stuttgart 1967
11. Bandmann: Krebsvorsorge und Krebsfrüherkennung
Urban & Schwarzenberg Verlag, München 1974
12. Sobotta und Becher: Atlas der Anatomie des Menschen
Band I und III 1967, Urban und Schwarzenberg
13. Siemens - Reiniger Werke AG: Betatron 18 MeV, Dosage
Instructions, Erlangen
14. Wicker, Felix, Thelen: Zur Planung der Kobalt - 60 -
Theletherapie bei Hirntumoren, Strahlentherapie,
Sonderdruck 143/2 S. 137, 1972
15. Sonntag, Klemm, Braun: Die Strahlentherapie von Hirn-
tumoren, insbesondere durch Pendelbestrahlung mit
ultraharten Röntgenstrahlen, Strahlentherapie, Sonder-
druck 143/2, S. 126, 1972

Mein aufrichtiger Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. P a u l y für die Überlassung des Themas sowie der großzügigen Unterstützung während der Arbeit im Institut für Radiologie.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl. Phys. Dr. S c h m i d t, unter dessen Führung und Anleitung diese Arbeit entstand. Herr Dr. Schmidt hat durch seine sachverständigen Anregungen und seine stets hilfsbereite Art wesentlich zum Gelingen der Arbeit beigetragen.

Weiterhin danke ich dem Leiter der Abteilung Strahlentherapie, Herrn Dr. med. M i n k o w, und seinen Mitarbeiterinnen für die Hilfe an den Bestrahlungsgeräten.

Dem Leiter der Werkstatt, Herrn L e h m e i e r, danke ich für seine Hilfe bei der Bewältigung der technischen Probleme während dieser Arbeit.

Frau N ü s s l danke ich für die Anfertigung der Bilder. Last but not least gilt mein Dank Frl. E g l s e d e r für die unermüdliche Schreibarbeit.

LEBENS LAUF

Ich, Roman Schubert, wurde am 4 August 1949 in Altötting/Oberbayern als Sohn des Zahnarztes Erwin Schubert und seiner Ehefrau Apollonia, geb. Czerniawsky, geboren. Nach 4 Jahren Volksschule von 1955 - 1959 in Altötting trat ich in das Kurfürst-Maximilian-Gymnasium in Burghausen ein. Nach bestandener Reifeprüfung im Juli 1968 begann ich im Oktober des gleichen Jahres das Studium der Biologie an der Universität München. Im Sommersemester 1969 wechselte ich an die Universität Erlangen-Nürnberg über, um dort das Studium der Zahnheilkunde aufzunehmen. Im Juni 1974 schloß ich mein Studium mit dem Staatsexamen ab.

Zur Zeit bin ich als Assistenzarzt in der Prothetischen Poliklinik der Zahnklinik der Universität München tätig.

Copie - Center 2000
852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30